



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **09318751 A**(43) Date of publication of application: **12 . 12 . 97**

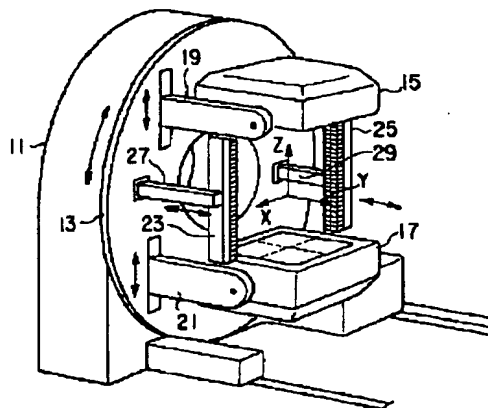
(51) Int. Cl.

G01T 1/161(21) Application number: **08136291**(22) Date of filing: **30 . 05 . 96**(71) Applicant: **TOSHIBA CORP**(72) Inventor: **YAMAKAWA TSUTOMU
ICHIHARA TAKASHI****(54) NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSTIC DEVICE****(57) Abstract:**

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve the accuracy in absorption correction by providing a semiconductor detector for detecting gamma ray having penetrated subject body and raising the energy resolution of the semiconductor detector.

SOLUTION: In order to detect gamma ray which has penetrated subject body and collect data for absorption correction, a semiconductor detector 25 is disposed facing to a surface source 23. In order to improve the accuracy of absorption correction, it is desirable to collect absorption correction data with the gamma ray for imaging having the same or very close gamma energy. The energy resolution of semiconductor detector 25 is high and energy spectrum analysis makes it possible to easily discriminate only gamma components from the surface source 23 with high accuracy. Therefore, it is made possible to constitute the surface source 23 with a gamma source having very close energy to that for imaging and to improve absorption correction accuracy.

COPYRIGHT: (C)1997,JPO



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-318751

(43) 公開日 平成9年(1997)12月12日

(51) Int.Cl.⁶

G 0 1 T 1/161

識別記号

庁内整理番号

F I

G 0 1 T 1/161

技術表示箇所

C

審査請求 未請求 請求項の数21 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平8-136291

(22) 出願日 平成8年(1996)5月30日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 山河 勉

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

(72) 発明者 市原 隆

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

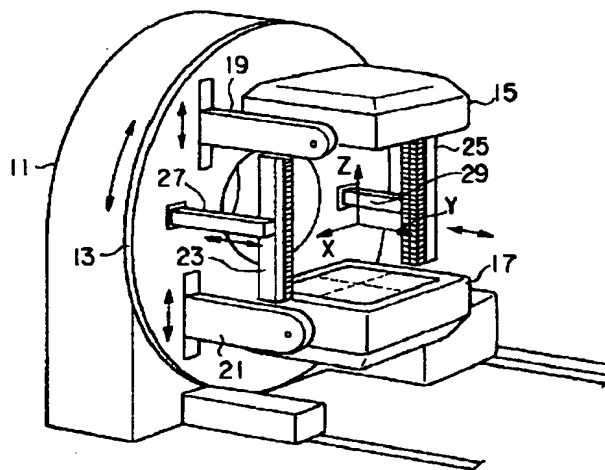
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

(54) 【発明の名称】 核医学診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明の目的は、吸収補正の精度を向上すること、画像化のためのガンマ線の収集動作と並行して吸収補正のためのデータ収集動作を行うことを可能にする核医学診断装置を提供することである。

【解決手段】本発明は、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線をメイン検出器15、17で検出し、メイン検出器の出力に基づいて放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置において、ガンマ線を放射する面線源23と、面線源から放射され、被検体を透過したガンマ線を検出する半導体検出器25とを具備したことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線をメイン検出器で検出し、前記メイン検出器の出力に基づいて前記放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置において、ガンマ線を放出する線源と、前記線源から放出され、前記被検体を透過したガンマ線を検出する半導体検出器とを具備したことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 2】 前記半導体検出器の出力に基づいて、前記メイン検出器の出力を吸収補正する手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 3】 前記半導体検出器は、CdZnTe の半導体素子を有することを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 4】 前記線源は面線源を有し、前記半導体検出器は半導体素子の 2 次元配列構造を有することを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 5】 前記メイン検出器で検出されるガンマ線の入射方向に対して、交差する向きに前記線源からガンマ線が放射されることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 6】 前記メイン検出器で検出されるガンマ線の入射方向に対して、略直交する向きに前記線源からガンマ線が放射されることを特徴とする請求項 5 記載の核医学診断装置。

【請求項 7】 前記線源にはガンマ線の放射方向を制限するための遮蔽板が設けられることを特徴とする請求項 5 記載の核医学診断装置。

【請求項 8】 ガンマ線の漏洩を防止するための前記線源に着脱可能な遮蔽蓋をさらに備えることを特徴とする請求項 5 記載の核医学診断装置。

【請求項 9】 前記線源から放射されるガンマ線のエネルギーは、前記被検体に投与される放射性同位元素から放射されるガンマ線のエネルギーとは異なることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 10】 前記線源は、放射するガンマ線のエネルギーが相違する複数種類の線源を有することを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 11】 前記線源は、ガンマ線を放射する複数の線源の離散的な構造を有することを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 12】 前記線源を格納する格納庫が、前記メイン検出器を支持する支持部に設けられることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 13】 前記格納庫は、前記線源の格納時に前記線源からのガンマ線の漏洩を防止するための遮蔽構造を有することを特徴とする請求項 12 記載の核医学診断装置。

【請求項 14】 前記メイン検出器によるガンマ線の検

出動作と前記半導体検出器によるガンマ線の検出動作とは同期して実施可能であることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 15】 前記線源と前記半導体検出器との少なくとも一方を前記被検体に対して移動する移動手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 16】 前記移動手段は、前記メイン検出器に対して前記半導体検出器を移動させるものであり、前記メイン検出器の検出面の法線方向に沿って前記半導体検出器を移動することを特徴とする請求項 15 記載の核医学診断装置。

【請求項 17】 前記移動手段は、前記メイン検出器に対して前記半導体検出器を移動させるものであり、前記メイン検出器の検出面の法線に直交する方向に沿って前記半導体検出器を移動することを特徴とする請求項 15 記載の核医学診断装置。

【請求項 18】 前記移動手段は、前記メイン検出器が前記被検体の周囲を断続的に回転することに同期して、前記線源と前記半導体検出器との少なくとも一方を任意の範囲で往復移動することを特徴とする請求項 15 記載の核医学診断装置。

【請求項 19】 前記半導体検出器は複数の半導体素子が離散的に配置された構造を有し、前記移動手段は前記半導体検出器を揺動する手段を有することを特徴とする請求項 15 記載の核医学診断装置。

【請求項 20】 前記半導体検出器の出力に基づいてガンマ線の吸収率を反映した画像を生成する手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 21】 前記半導体検出器の出力に対してエネルギースペクトル解析する手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出し、放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 核医学診断装置は、シングルフォトン核種を用いて放射性同位元素の崩壊時の一つのガンマ線の検出を行い、この検出データに基づいて 2 次元的なガンマ線蓄積画像をえることを特徴としたシングルフォトンカメラと、ポジトロン核種を用いて陽電子が消滅する際に反対方向に一对のガンマ線を放出することを利用し、放出場所を特定することにより 2 次元的なガンマ線の蓄積画像を得ることを特徴としたポジトロンカメラとに分類される。

【0003】 また、近年、複数の角度でガンマ線を検出

し、それに基づいて断層像を再構成する断層イメージングの技術(ECT(emission computed tomography))が実用化されている。このECTは、シングルフォトンECT(SPECT)と、ポジトロンECT(PET)とに大別される。いずれのECTでも、検出器が被検体の周囲を回転する回転型のものが主流を占めている。このようなECTでは、分布画像の画素毎のカウントの定量性を確保するために、散乱線補正や吸収補正が不可欠とされる。

【0004】後者は、被検体を透過したガンマ線を検出することが必要であり、これにはメイン検出器が流用される。つまり、面線源やライン線源が被検体を挟んでメイン検出器に対向する位置に配置される。そして、線源から放射され被検体を透過したガンマ線がメイン検出器で検出される。このときのメイン検出器の出力に対して散乱線補正やクロストーク補正が行われ、この結果に基づいて吸収補正が行われる。このような吸収補正には次のような問題点がある。

(1)メイン検出器の多くはシンチレータと光電子増倍管(PMT)とを組み合わせた方式でガンマ線を検出するというもので、この方式はエネルギー分解能が低く、したがって散乱線補正やクロストーク補正の精度には限界があり、吸収補正の精度は低くならざるをえなかった。

(2)被検体を透過したガンマ線の検出にメイン検出器が流用されるので、この検出動作を、画像化のためのガンマ線の収集動作の前に、あるいは後に行うか、収集動作中に時分割して行っていた。

(3)メイン検出器はエネルギー分解能が低いため、実際に画像化のために生体に投与される放射性同位元素からのガンマ線に近傍するエネルギーのガンマ線を使って、吸収補正を行うことはできなかった。

(4)メイン検出器が被検体に最近接する軌道を描きながら吸収補正のデータを収集することはできなかった。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、吸収補正の精度を向上すること、画像化のためのガンマ線の収集動作と並行して吸収補正のためのデータ収集動作を行うことを可能にする核医学診断装置を提供することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線をメイン検出器で検出し、前記メイン検出器の出力に基づいて前記放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置において、ガンマ線を放出する線源と、前記線源から放出され、前記被検体を透過したガンマ線を検出する半導体検出器とを具備したことを特徴とする。

【0007】また、前記半導体検出器の出力に基づいて、前記メイン検出器の出力を吸収補正する手段をさら

に備えたことを特徴とする。また、前記半導体検出器は、CdZnTeの半導体素子を有することを特徴とする。

【0008】また、前記線源は面線源を有し、前記半導体検出器は半導体素子の2次元配列構造を有することを特徴とする。また、前記メイン検出器で検出されるガンマ線の入射方向に対して、交差する向きに前記線源からガンマ線が放射されることを特徴とする。

【0009】また、前記メイン検出器で検出されるガンマ線の入射方向に対して、略直交する向きに前記線源からガンマ線が放射されることを特徴とする。また、前記線源にはガンマ線の放射方向を制限するための遮蔽板が設けられることを特徴とする。

【0010】また、ガンマ線の漏洩を防止するための前記線源に着脱可能な遮蔽蓋をさらに備えることを特徴とする。また、前記線源から放射されるガンマ線のエネルギーは、前記被検体に投与される放射性同位元素から放射されるガンマ線のエネルギーとは異なることを特徴とする。

【0011】また、前記線源は、放射するガンマ線のエネルギーが相違する複数種類の線源を有することを特徴とする。また、前記線源は、ガンマ線を放射する複数の線源の離散的な構造を有することを特徴とする。

【0012】また、前記線源を格納する格納庫が、前記メイン検出器を支持する支持部に設けられることを特徴とする。また、前記格納庫は、前記線源の格納時に前記線源からのガンマ線の漏洩を防止するための遮蔽構造を有することを特徴とする。

【0013】また、前記メイン検出器によるガンマ線の検出動作と前記半導体検出器によるガンマ線の検出動作とは同期して実施可能であることを特徴とする。また、前記線源と前記半導体検出器との少なくとも一方を前記被検体に対して移動する移動手段をさらに備えることを特徴とする。

【0014】また、前記移動手段は、前記メイン検出器に対して前記半導体検出器を移動させるものであり、前記メイン検出器の検出面の法線方向に沿って前記半導体検出器を移動することを特徴とする。

【0015】また、前記移動手段は、前記メイン検出器に対して前記半導体検出器を移動させるものであり、前記メイン検出器の検出面の法線に直交する方向に沿って前記半導体検出器を移動することを特徴とする。

【0016】また、前記メイン検出器が前記被検体の周囲を断続的に回転することに同期して、前記線源と前記半導体検出器との少なくとも一方を任意の範囲で往復移動することを特徴とする。

【0017】また、前記半導体検出器は複数の半導体素子が離散的に配置された構造を有し、前記移動手段は前記半導体検出器を揺動する手段を有することを特徴とする。また、前記半導体検出器の出力に基づいてガンマ線

の吸収率を反映した画像を生成する手段をさらに備えることを特徴とする。

【0018】また、前記半導体検出器の出力に対してエネルギースペクトル解析する手段をさらに備えることを特徴とする。

(作用) 半導体検出器のエネルギー分解能は、シンチレータと光電子増倍管とを組み合わせた方式より高く、したがって散乱線補正やクロストーク補正の精度を向上でき、これにより、吸収補正の精度を向上することができる。

【0019】また、半導体検出器はシンチレータと光電子増倍管とを組み合わせた方式のそれより小型化を実現しており、したがってメイン検出器とは別体で吸収補正のための半導体検出器を設けることが可能である。メイン検出器とは別体で吸収補正のための半導体検出器を設けているので、画像化のためのガンマ線の収集動作と並行して吸収補正のためのデータ収集動作を行うことが可能となり得る。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明による核医学診断装置の一実施形態を図面を参照して説明する。なお、核医学診断装置には、シングルフォトンカメラ、ポジトロンカメラ、SPECT、PET等が含まれる。ここでは、これらを兼用できる回転型2検出器タイプを一例として説明するが、他のタイプの採用を否定するものではない。

【0021】図1に本実施形態による核医学診断装置の架台部の斜視図を示し、図2に図1の側面図を示す。図3(a)に図1のメイン検出器の検出面の法線上から見た図を示し、図3(b)に図1のメイン検出器の側面図を示す。

【0022】架台11の回転板13には、アーム19、21を介して2つのメイン検出器15、17が、被検体Pを挟んで互いに検出面が対向した状態で支持されており、回転板13の回転によりメイン検出器15、17は被検体Pの周囲を回転できるようになっている。2つのメイン検出器15、17のガンマ線入射側には、ガンマ線入射方向を検出面に略垂直な方向だけに制限するコリメータが設けられている。架台11は被検体Pの体軸に沿って設けられたレール上を移動することにより、被検体Pに体軸に対して平行に移動できる。

【0023】ここで説明の便宜上、回転板13の回転軸をY軸(被検体Pの体軸と平行な方向)、2つのメイン検出器15、17の検出面の法線と平行にZ軸、Y-Z面に直交するようにX軸とした直交3軸の回転座標系を規定するものとする。この場合、X-Y面はメイン検出器15、17の検出面と平行になる。また、後述するように、面線源23の放射面や半導体検出器25の検出面は矩形であり、これらの短軸はY軸と平行になり、長軸はZ軸と平行になる。また、メイン検出器15、17の

間に配置される被検体Pの体軸は、Y軸と略平行になる。また、半導体検出器25の検出面のY軸方向の長さ(短軸の長さ)は、メイン検出器15、17の検出面のY軸方向の長さよりも短くなっている。

【0024】アーム19、21は、メイン検出器15、17が独立して被検体Pに対して接近及び離間できるように、Z軸と平行にスライド自在に回転板13に取り付けられる。

【0025】実際に被検体Pを透過したガンマ線を検出して、吸収補正のためのデータ(吸収補正データ)を収集するために、架台11の回転板13には、スライドアーム27、29を介して、ガンマ線を放射するための面線源23と、面線源23から放射され、被検体Pを透過したガンマ線を検出するための半導体検出器25とが、それぞれの放射面と検出面とがメイン検出器15、17の検出面と垂直なY-Z面と平行になり、そして放射面と検出面とが被検体Pを挟んで対向した状態を維持したままでY軸と平行に移動可能に支持される。つまり、面線源23からのガンマ線の放射方向が、コリメータを通過してメイン検出器15、17で検出されるガンマ線の入射方向に対して、交差する、好ましくは直交するように、面線源23が設けられ、またこの面線源23に対峙する向きに半導体検出器25が設けられる。

【0026】これら面線源23と半導体検出器25とは、メイン検出器15、17の自由なスライドを疎外することがないように、図3に示すように、メイン検出器15、17及びアーム19left、19right、21left、21rightの外側に設けられる。

【0027】面線源23としては、被検体に投与される放射性同位元素から放射されるイメージングのためのガンマ線のエネルギーとは異なるエネルギーのガンマ線を放射する複数の線源24の稠密な2次元配列構造が採用される。ただし、吸収補正の精度を向上させるには、イメージングのためのガンマ線と同じ又はそれに非常に近いエネルギーのガンマ線で吸収補正データを収集することが好ましい。本発明のような半導体検出器のエネルギー分解能は、従来のシンチレータと光電子増倍管(PMT)とを組み合わせた方式のそれに比べて著しく高く、エネルギースペクトラム解析は、面線源23からのガンマ線成分だけを高精度で且つ容易に弁別することを可能とする。したがって、イメージングのためのガンマ線に非常に近いエネルギーのガンマ線の線源24で面線源23を構成し、吸収補正精度を向上させることが可能となり得る。

【0028】図4(a)に、半導体検出器25のX-Z面に関する断面図を示し、同図(b)に半導体検出器25の半導体素子の配列を示す。半導体検出器25は、例えばCdZnTeのn個の半導体素子31がZ軸と平行に一列に稠密に配列され、この列がY軸と平行にm列稠密に配列されたZ軸方向に長い全体矩形(例えば長さ約

ムに基づいて吸収補正データを作成する。この吸収補正データは、システムコントローラ 61 を介して、プロセッサ 63 に転送される。

【0038】プロセッサ 63 では、メイン検出器 15、17 の出力信号を吸収補正データに基づいて吸収補正し、吸収補正された信号に基づいて、投与された放射性同位元素の生体内の断層分布としての断層像データを再構成する。

【0039】図 10 に示すように、半導体検出方式のエネルギー分解能は、従来のシンチレータと光電子増倍管 (PMT) とを組み合わせたシンチレーション方式のそれに比べて著しく高く、したがって人体でガンマ線が散乱しエネルギーシフトを起したような場合でも、ホトピークを中心に十分狭いエネルギーウインド (例えば ^{99m}Tc の場合、半導体検出器 25 は 5% のエネルギー分解能を有するとするとホトピークを中心に約 $\pm 5\%$ のエネルギーウインドを設定する) を設定してやることにより従来のシンチレーション方式の検出器では得ることができない精度の良い散乱線成分の本質的除去が可能で、面線源 23 を用いても十分精度の良い吸収補正が可能で、半導体検出器 25 の持つ計数率特性の良さを含め感度の高い吸収補正のための収集が可能である。

【0040】これらを総合し、被検体の被爆量が少なく、かつ短時間に吸収補正のため収集が可能で、面線源 23 の線量の設計によっては通常の SPECT 収集と同時にこなえる特徴の他、通常の SPECT 収集時間の数分の 1 の吸収補正のための収集時間で補正のための収集が終わり、更に通常の収集に対する面線源からのクロストーク成分を減らすことも可能となる。なお、十分吸収補正のための収集時間が通常収集時間と比較し短いなら、吸収補正のための収集と通常収集を時分割で行ない、両者の収集精度を上げることも可能である。

【0041】またこの吸収補正システム (面線源 23、半導体検出器 25、その他移動機構等を含む) が物理的に架台 11 に設置されているため、SPECT の連続又は STEP あるいは、回転半径固定/最近接軌道、頭部 SPECT/全身 (心臓) SPECT どの場合でも吸収補正のための収集を行なうことが可能、また同補正のための収集において TEW で代表される散乱線補正を本半導体検出器ユニットあるいは SPECT 収集に用いられる検出器に適用してやることにより更に理想的な定量的解析が可能な補正を実現することが可能である。

【0042】本発明の効果をまとめると次の通りである。

(1) 従来の吸収補正では、本来 SPECT として使用するメイン検出器を利用し吸収補正を行なうことに起因する様々な問題があったが、吸収補正用の専用検出器として半導体検出器を用いるため小型でかつ本来の SPECT 収集に対する影響が少なくかつ同時に SPECT/吸収補正を実施することが可能である。

(2) 従来の SPECT 装置に簡単に取付けることが可能である。

(3) 半導体検出器のエネルギー分解能が極めて高いため吸収補正の精度が向上する。

(4) 面線源の前側に鉛製ウインドあるいはコリメータを設置することにより、通常の SPECT 収集に面線源からの散乱線の飛び込みの影響が減る他、被検体の被爆量が減る。

(5) 本発明では頭部 SPECT でも心臓 SPECT あるいは他の SPECT でも同じ方法で吸収補正を行なうことが可能である。

(6) SPECT 収集モードが連続収集あるいは STEP 収集、最近接軌道収集であっても吸収補正を行なうことが可能となる。

(7) 吸収補正を行わないときは、面線源ならび半導体検出器を被検体から退避させて、面線源を遮蔽しあるいは取り外すことにより極めて簡便かつ被爆に対する安全性を確保することが可能となる。

【0043】なお、本実施形態は次のように変形可能である。図 11 に示すように、メイン検出器 15、17 が架台 11 に内蔵されたタイプにも、吸収補正システム (面線源 23、半導体検出器 25、その他移動機構等を含む) を適用することができる。この場合、架台 11 の回転部に固定されたレール 71 に面線源 23 が移動可能に取り付けられ、図示しないが反対側にも半導体検出器 25 が同様のレールに取り付けられる。このレール 71 の一端側に面線源 23 の格納庫 47 が設けられる。

【0044】また、上述の説明では、面線源 23 及び半導体検出器 25 は Z 方向に長く、Y 方向に移動可能に設けているが、Y 方向に長く、Z 方向に移動可能に設けてもよいし、図 12 に示すように、一方のメイン検出器 15 の検出面と被検体 P との間に面線源 23 を X 方向に長く、メイン検出器の検出面に沿って Y 方向に移動可能に設けてもよい。

【0045】また、上述の説明では、同じ大きさの面線源 23 と半導体検出器 25 とを平行に向き合わせ、パラレルなガンマ線を検出するようにしたが、図 13 に示すように、面線源 23' の放射面を半導体検出器 25 の検出面より Z 方向に短くし、これに合わせて半導体検出器 25 にファンビームコリメータ 73 を取り付けようにしてもよい。このようなファンビーム状にガンマ線を検出する方式は、小児、小動物、頭部等の比較的サイズの小さい対象に対して、半導体検出器 25 の空間分解能を向上させる点で好適である。この場合、スライドアーム 27 に対し面線源 23 と小さい面線源 23' とを交換可能とし、半導体検出器 25 に対しパラレルコリメータとファンビームコリメータ 73 とを交換可能とすることにより、対象の大きさに応じていずれの方式も適用できる。

【0046】また、3 つのメイン検出器が 3 角形に配置

されたSPECT専用器でも、吸収補正システム（面線源23、半導体検出器25、その他移動機構等を含む）を適用することができる。この場合、図14に示すように、3角の頂点で隣り合うメイン検出器75、77の間に矩形の面線源23をY方向に沿って配置し、面線源23に対向するメイン検出器79の検出面に沿って半導体検出器25が移動可能に設けられる。

【0047】また、上述の説明では、半導体検出器25の出力に基づいて吸収補正データを作成するようにしているが、図15に示すように、ガンマ線の計数値が2次元で取得され、また角度毎に取得されているので、半導体検出器25の出力に基づいて角度毎にガンマ線の透過画像を生成することも可能である。同様に、半導体検出器25の出力に基づいて断層像を再構成することも可能である。

【0048】また、面線源23としては、図16

(a)、(b)に示すように、放射ガンマ線のエネルギーの相違する複数種類、例えば ^{57}Co と ^{241}Am の2種の面線源241、242を長軸に沿って交互に配置したり、2種の面線源241、242を短軸に沿って並列するようにしてもよい。

【0049】また、面線源23を、被検体内の放射線同位元素とは異なるエネルギーのガンマ線を放出するようにし、半導体検出器25の出力に所定のウインドウ処理を施して被検体内の放射線同位元素から放出されたガンマ線の計数値（エミッション計数値）と、面線源23から放出されたガンマ線の計数値（トランスミッション計数値）とをそれぞれ求めても良い。この半導体検出器25の出力に基づくエミッション計数値をメイン検出器15の計数値に加算して、被検体内の放射性同位元素の分布像を求めることにより、良好な画像を得ることができる。このように半導体検出器25の出力に基づくエミッション計数値とメイン検出器15の計数値とに基づいて、被検体内の放射性同位元素の分布像を求める方法は、図12のように半導体検出器25がメイン検出器15の検出面全面を移動する場合に有効である。なお、吸収補正は、トランスミッション計数値を用いて、半導体検出器25の出力に基づく計数値とメイン検出器15の計数値との加算値を補正すればよい。また、加算前にそれぞれの計数値をトランスミッション計数値を用いて補正してもよい。

【0050】また、図17(a)、(b)に示すように、半導体素子31を長軸方向（Z軸方向）に沿って一定のスペース（デッドスペース）を隔てて離散的に配列して半導体検出器25を構成してもよいし、また同様に図18(a)、(b)に示すように、線源24を長軸方向（Z軸方向）に沿って一定のスペース（デッドスペース）を隔てて離散的に配列して面線源23を構成してもよい。この場合、半導体検出器25や面線源23の移動方向（短軸方向（Y軸方向））に直交する向き（長軸方

向（Z軸方向））と平行に、上記デッドスペースの距離だけ往復移動する機構を介してアームに半導体検出器25や面線源23を設け、吸収補正データ収集期間中には半導体検出器25や面線源23をZ軸方向に揺動しながらY方向に沿って移動させることにより、線源24を稠密に連続的に配置した場合と同様の機能を達成することができる。その他本発明は上述した実施形態に限定されことなく、種々変形して実施可能である。

【0051】

【発明の効果】本発明は、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線をメイン検出器で検出し、前記メイン検出器の出力に基づいて前記放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置において、ガンマ線を放射する線源と、前記線源から放射され、前記被検体を透過したガンマ線を検出する半導体検出器とを具備したことを特徴とする。

【0052】半導体検出器のエネルギー分解能は、シンチレータと光電子増倍管とを組み合わせた方式より高く、したがって散乱性補正やクロストーク補正の精度を向上でき、これにより、吸収補正の精度を向上することができる。

【0053】また、半導体検出器はシンチレータと光電子増倍管とを組み合わせた方式のそれより小型化を実現しており、したがってメイン検出器とは別体で吸収補正のための半導体検出器を設けることが可能である。メイン検出器とは別体で吸収補正のための半導体検出器を設けているので、画像化のためのガンマ線の収集動作と並行して吸収補正のためのデータ収集動作を行うことが可能となり得る。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態による架台部の斜視図。

【図2】図1の架台部の側面図。

【図3】図1のメイン検出器、半導体検出器、面線源の位置関係を示す図。

【図4】図1の半導体検出器の断面及び平面図。

【図5】図1の面線源の断面図。

【図6】図1の面線源の遮蔽ウインドウを示す斜視図。

【図7】図1の面線源の保管庫を示す図。

【図8】図1の面線源の遮蔽板（遮蔽蓋）を示す図。

【図9】本発明の一実施形態による核医学診断装置のブロック図。

【図10】シンチレーション方式の検出器と半導体検出器とのエネルギー分解能の比較図。

【図11】メイン検出器が架台に内蔵されたタイプへの適用例を示す図。

【図12】図1の面線源及び半導体検出器がメイン検出器の検出面に沿って移動する変形例を示す図。

【図13】ファンビームタイプの面線源及び半導体検出器を示す図。

【図14】3つのメイン検出器を備えたSPECT専用

機への適用例を示す図。

【図 15】面線源及び半導体検出器の回転を示す図。

【図 16】2種類の線源を備えた面線源の変形例を示す図。

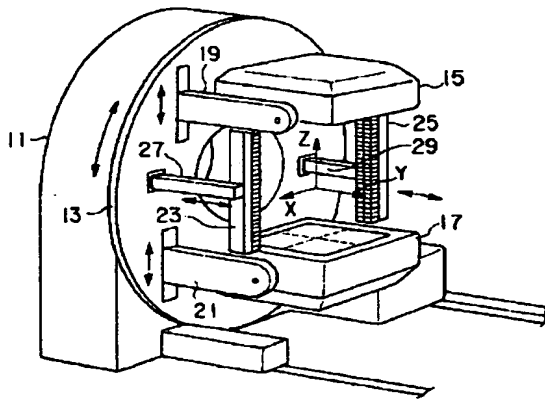
【図 17】半導体素子が離散的に配列された半導体検出器の変形例を示す図。

【図 18】線源が離散的に配列された面線源の変形例を示す図。

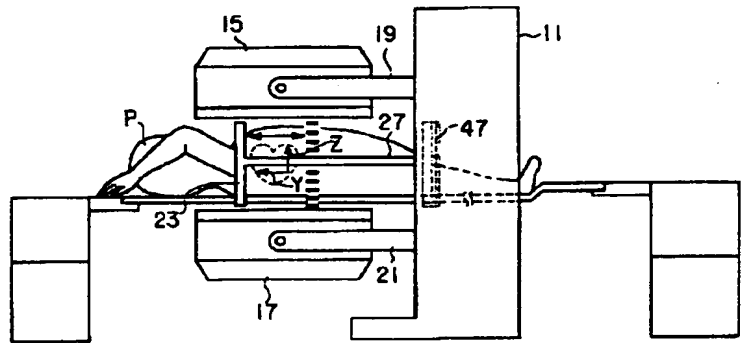
【符号の説明】

11…架台、
13…回転板、
15、17…メイン検出器、
19、21…アーム、
23…面線源、
25…半導体検出器、
27、29…スライドアーム。

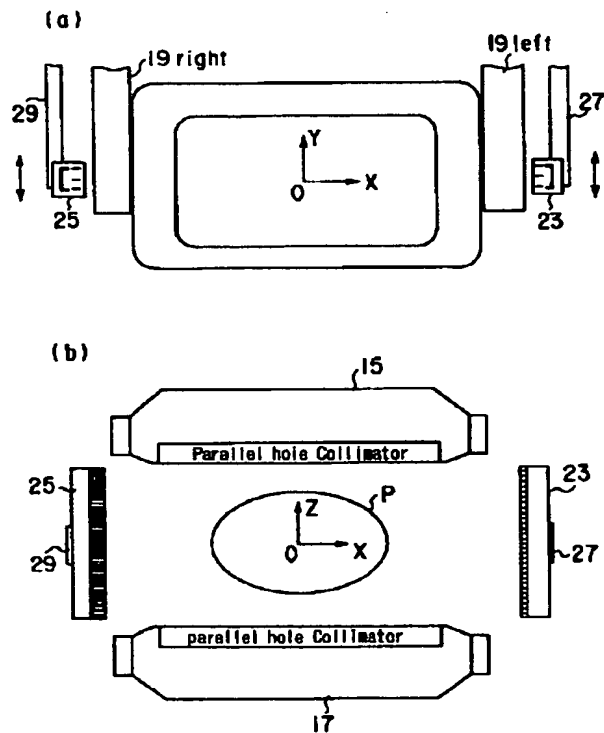
【図 1】



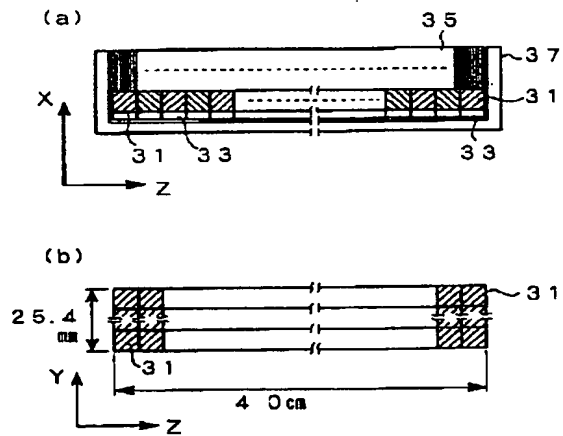
【図 2】



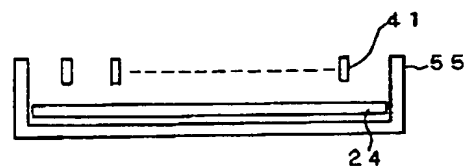
【図 3】



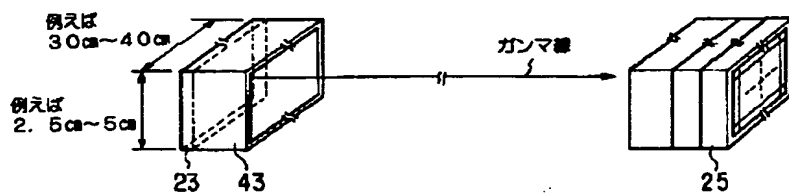
【図 4】



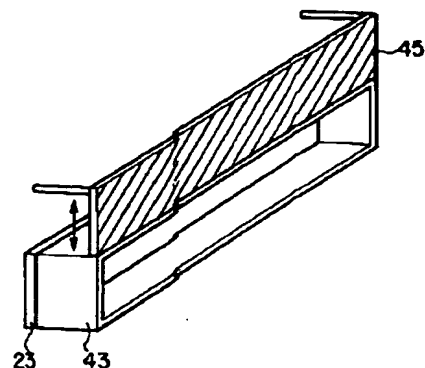
【図 5】



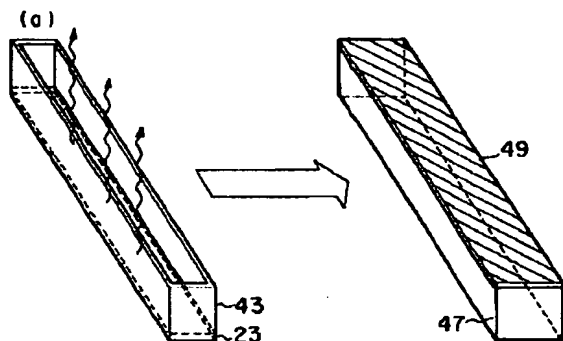
【図 6】



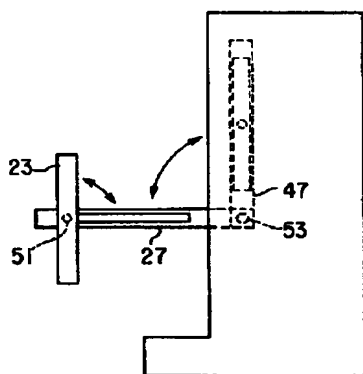
【図 8】



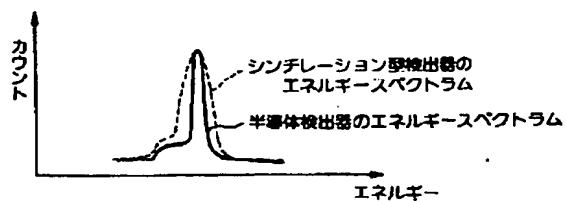
【図 7】



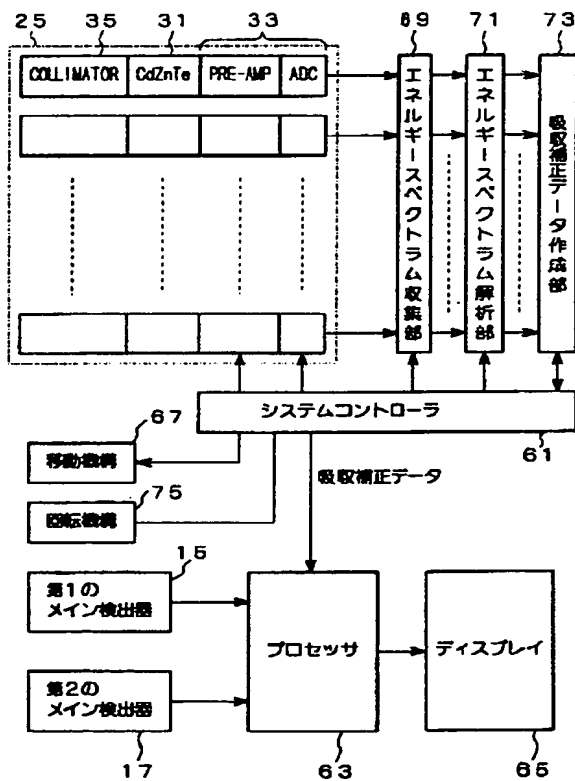
(b)



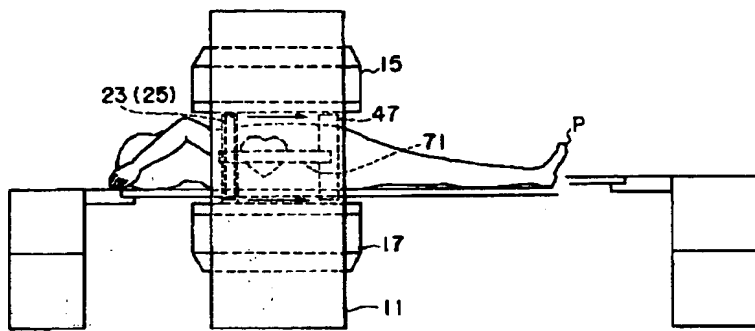
【図 10】



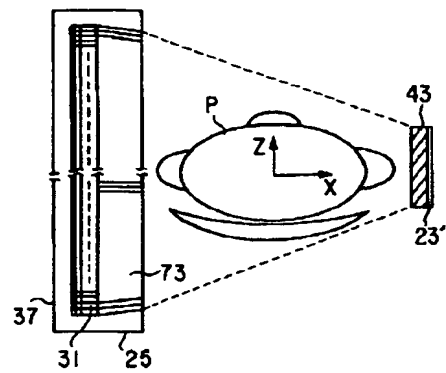
【図 9】



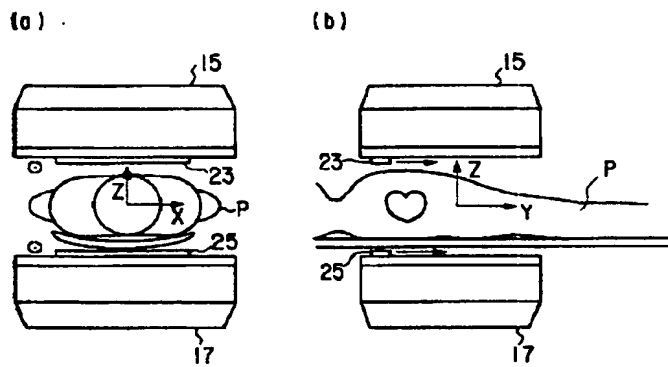
【図 11】



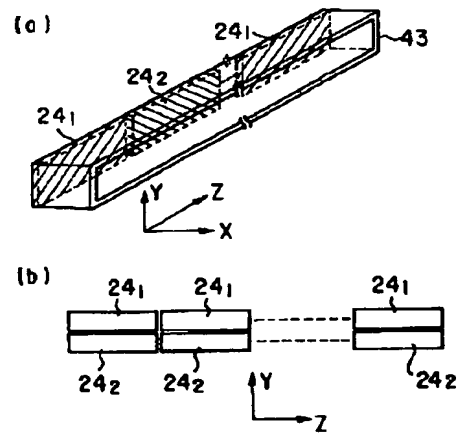
【図 13】



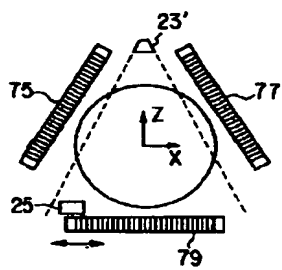
【図 12】



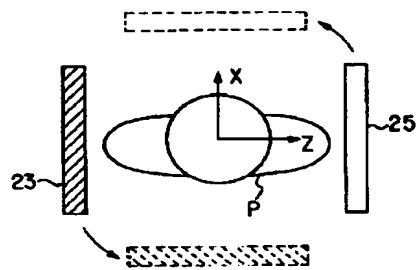
【図 16】



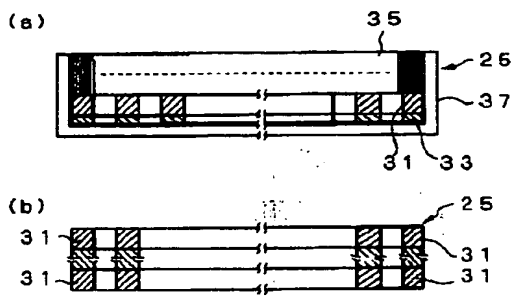
【図 14】



【図 15】



【図17】



【図18】

